

УДК 004.932:616-073.756.8

DOI: 10.15587/1729-4061.2015.55908

# ОЦІНКА ТОЧНОСТІ РОЗРАХУНКІВ КІЛЬКІСНИХ ПАРАМЕТРІВ ЗВЕДЕНОГО ОЦІНЮВАННЯ ПЕРФУЗІЇ

**С. М. Алхімова**

Кандидат технічних наук

Кафедра біомедичної кібернетики

Національний технічний університет України

«Київський політехнічний інститут»

пр. Перемоги, 37, м. Київ, Україна, 03056

E-mail: asnarta@gmail.com

*Проаналізовано існуючі програмно-алгоритмічні підходи до розрахунків кількісних параметрів зведеного оцінювання перфузії та проведена оцінка точності результатів їх виконання. Розроблено алгоритм проведення кількісних розрахунків зведеного оцінювання перфузії для досягнення максимальної точності у значеннях отримуваних параметрів*

**Ключові слова:** оцінка точності перфузійних характеристик, зведене оцінювання перфузії, томографія

*Проанализированы существующие программно-алгоритмические подходы к расчетам количественных параметров обобщенного оценивания перфузии и проведена оценка точности результатов их выполнения. Разработан алгоритм проведения количественных расчетов обобщенного оценивания перфузии для достижения максимальной точности в значениях получаемых параметров*

**Ключевые слова:** оценка точности перфузионных характеристик, обобщенное оценивание перфузии, томография

## 1. Вступ

Малоінвазивні методи оцінювання перфузії на сьогодні відіграють не аби яку роль в дослідженнях цереброваскулярних і онкологічних захворювань. Найбільш поширеними серед таких, що призначені для кількісного та візуального оцінювання кровопостачання тканин мозку, є методи комп'ютерної (КТ) та магнітно-резонансної томографії (МРТ). Саме ці методи з використанням внутрішньовенного введення болюса контрастної речовини набули найбільшого поширення в нейрорентгенології [1]. Загальні переваги мінімальної інвазивності, високої роздільної здатності отримуваних зображень та швидкого проведення дослідження в межах стандартних протоколів доповнюються для перфузійної МРТ ще й високим контрастуванням м'яких тканин на зображеннях та відсутністю багаторазового іонізуючого опромінення хворого [1, 2].

Оцінювання перфузії із внутрішньовенним введенням контрастної речовини для КТ та МРТ досліджень проводяться за даними зміни концентрації контрастної речовини під час її проходження крізь кровоносну систему. Багаторазова реєстрація томографом однієї й тієї ж ділянки людського тіла до, під час та після введення в кровоносну систему контрастної речовини надає серію зображень перфузійного дослідження. Попіксельна зміна інтенсивності сигналу на отриманих зображеннях надає відомості щодо кривих залежності концентрації контрастної речовини від часу. Отримані за цими даними значення перфузійних характеристик та нейровізуалізація перфузійних карт дозволяють

кількісно та візуально оцінювати зони гіпер- та гіпоперфузії досліджуваних тканин [1].

Із еволюцією обчислювальної техніки змінювалися і підходи до розрахунків перфузійних характеристик. Так зване зведене оцінювання перфузії, що безпосередньо враховує форму час-концентрація кривих для кожного пікселя томографічного зрізу, було розширене розрахунками на основі фізіологічних моделей [2, 3]. Такі параметри зведеного оцінювання перфузії [4], як значення середнього часу проходження контрасту та повної ширини на рівні половинної амплітуди сигналу, що характеризують церебральний кровотік, і значення максимального підсилення та площі під кривою, що характеризують судинне русло, були замінені альтернативними кількісними фізіологічними параметрами гемодинаміки. Керуючись даними від знайденої кривої артеріального підсилення сигналу, сучасне програмне забезпечення, що в переважній більшості випадків використовує метод деконволюції, надає змогу визначити наступні фізіологічні параметри: церебральний кровотік (або перфузію), об'єм церебрального кровотоку, середній час проходження крові за принципом центрального об'єму та проникність судин [2, 3]. Наведені фізіологічні параметри гемодинаміки розраховуються за інтерпольованими гама-функцією кривими залежності концентрації контрастної речовини від часу. Це обумовлює значне збільшення часу проведення розрахунків та високу чутливість методу до шуму. Через швидкість та простоту розрахунків зведене оцінювання перфузії за оригінальними значеннями час-концентрація кривих залишається ши-

роко використовуваним, а також частково присутнім для розрахунків і у звітах досліджень фізіологічних параметрів перфузії.

## 2. Аналіз літературних джерел і постановка проблеми

У пошуках підходів до більш точного діагностування пацієнтів за результатами перфузійних КТ і МРТ обстежень було виконано багато досліджень, спрямованих на встановлення залежності отримуваних перфузійних параметрів від діагнозу пацієнта. На сьогодні потреба в таких дослідженнях зменшується через вже доведену високу діагностичну точність перфузійної томографії [1–3, 5]. Разом з тим, зростає потреба в можливості проведення оцінки точності розрахунків перфузійних параметрів щодо відповідності дійсним значенням параметрів гемодинаміки пацієнта. Це зможе вивести перфузійні томографічні дослідження на новий рівень не тільки в постановці діагнозів, але й у вирішенні таких актуальних проблем, як прогнозування можливої крововтрати під час планування хірургічних втручань.

Аналіз проблем, що заважають досягти бажаних результатів з приводу точності розрахунків перфузійних параметрів та їх надійності, наведено в роботі [3].

Відмінності в отримуваних результатах під час використання різних підходів до програмно-алгоритмічної реалізації розрахунків кількісних фізіологічних параметрів перфузії були стисло наведені в роботі [5] на основі аналізу томографічних досліджень хворих із гліомою мозку.

Проблема оцінки точності розрахунків перфузійних характеристик знайшла спробу бути вирішеною лише в роботах [6, 7], автори яких показали, що через відсутність стандартизації до підходів кількісних розрахунків та засобів візуалізації отримуваних даних наявне на сучасному ринку програмно-алгоритмічне забезпечення перфузійних досліджень має суттєві відмінності в отримуваних результатах. Проведене в зазначених роботах дослідження було спрямовано на аналіз результатів розрахунку кількісних фізіологічних параметрів перфузії за даними спеціально створених фантомних зображень. Зображення фантомів були створені в такий чин, що містили контрольні значення основних фізіологічних перфузійних характеристик, розраховані за принципом теорії розведення індикатора для різного часу надходження контрастної речовини. В такий чин, обробка фантомних зображень на будь-якому програмному забезпеченні надає можливість оцінювати точність розрахунків кількісних фізіологічних перфузійних характеристик через порівняння отриманих результатів із контрольними значеннями.

Аналіз точності розрахунків кількісних параметрів зведеного оцінювання перфузії в дослідженнях [6, 7] не проводився. Проведення подібного аналізу ускладнюється відсутністю чітких алгоритмів для розрахунку параметрів загального оцінювання перфузії та складною схемою їх залежності один від одного. В такий чин, питання оцінки точності розрахунків кількісних параметрів зведеного оцінювання перфузії залишається відкритим.

## 3. Мета та задачі дослідження

Дане дослідження спрямоване на аналіз достовірності отримуваних даних за результатами зведеного перфузійного дослідження. Метою дослідження є оцінка точності значень кількісних параметрів зведеного оцінювання перфузії для різних програмно-алгоритмічних підходів у розрахунках.

Для досягнення поставленої мети в дослідженні були вирішені наступні задачі:

- проаналізувати існуючі програмно-алгоритмічні підходи та дослідити схему взаємозалежності розрахунків кількісних параметрів зведеного оцінювання перфузії;
- оцінити точність розрахунків кількісних параметрів зведеного оцінювання перфузії;
- формалізувати алгоритм проведення кількісних розрахунків зведеного оцінювання перфузії для досягнення максимальної точності у значеннях отримуваних параметрів.

Відповідність фізіологічних перфузійних характеристик основним параметрам зведеного оцінювання перфузії надає можливість використати фантомні зображення, що були розроблені для дослідження [6], з метою оцінки точності розрахунків зведених параметрів.

## 4. Програмно-алгоритмічні підходи до розрахунків кількісних параметрів зведеного оцінювання перфузії

Оцінювання перфузії за результатами так званих зведених параметрів на сьогодні не має стандартизованої схеми проведення розрахунків. Наявне на сучасному ринку програмно-алгоритмічне забезпечення від таких провідних виробників медичної техніки як Siemens, Philips, GE, Hitachi суттєво відрізняється не тільки в підходах до проведення розрахунків, але й переліком параметрів зведених перфузійних досліджень. Незмінним залишається проведення розрахунків параметрів за даними час-концентрації кривих без жодних модифікацій її форми, таких як, наприклад, апроксимація кривої гама-функцією. Саме апроксимація великої кількості час-концентрації кривих значно збільшує час проведення розрахунків перфузійних характеристик із використанням фізіологічних моделей.

Загальний перелік зведених параметрів перфузії можна звести до наступних: час надходження контрасту (TTA, time to arrival), початкове значення сигналу (baseline), максимальне підсилення сигналу (PE, peak enhancement), час до моменту максимального підсилення (TTP, time to peak), відносний час до моменту максимального підсилення (rTTP, relative time to peak), середній час проходження контрасту (MTT, mean transit time), площа під кривою (AUC, area under the curve), повна ширина на рівні половинної амплітуди (FWHM, full width at half maximum), коефіцієнти надходження (WiR, wash-in rate) та вимивання (WoR, wash-out rate) контрастної речовини. Важливе значення для їх розрахунку має визначення моментів часу надходження ( $t_0$ ) та часу початку рециркуляції ( $t_{rec}$ ) контрастної речовини.

Розрахунки зазначених параметрів виконують за дискретно представленими час-концентрація кривими, що будуються для кожного пікселя томографічного зрізу (рис. 1).

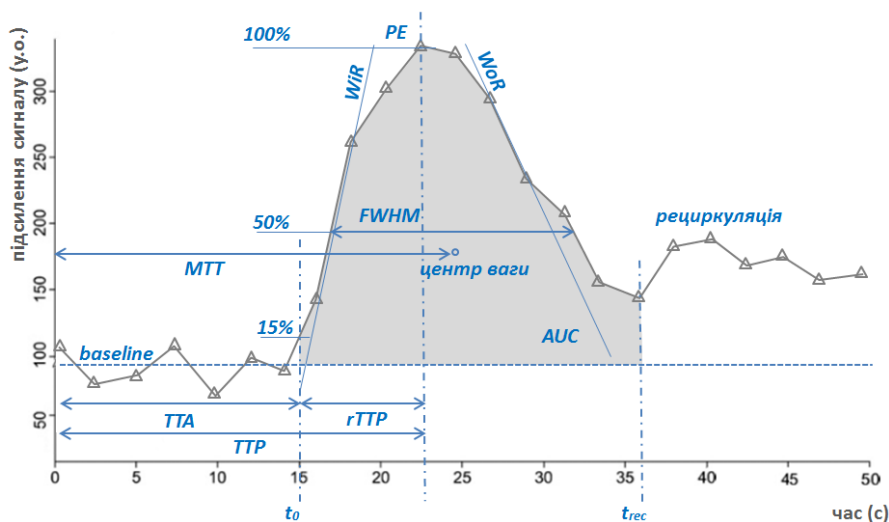


Рис. 1. Схема розрахунків зведених перфузійних параметрів за дискретно представленою час-концентрація кривою

За результатами дослідження встановлено, що визначення значення моменту часу надходження контрасту знаходять як момент часу, інтерпольований між точками на кривій, коли зміна величини сигналу досягла певного відсотка від розмаху сигналу. Початкове значення сигналу обчислюється як середнє значення величини сигналу на обмеженому певним чином проміжку часу до моменту надходження контрастної речовини до тканини. Максимальне підсилення визначається однозначно і відповідає максимальному значенню сигналу. Значення повної ширини на рівні половинної амплітуди розраховується або за повною амплітудою сигналу, або за зменшеним значенням амплітуди лише від рівня початкового значення сигналу. Значення часу до моменту максимального підсилення визначається як час, що минув від початку дослідження до часу набуття максимального підсилення, а значення відносного часу до моменту максимального підсилення – як час від моменту надходження контрасту до моменту максимального підсилення. Значення моменту часу початку рециркуляції знаходять як момент часу після максимального підсилення, коли зміна величини сигналу досягла певного відсотка від розмаху сигналу або як останній з моментів часу перед повторним збільшенням величини сигналу (правила розрахунку можуть комбінувати обидва обмеження). Значення коефіцієнтів надходження та вимивання контрасту знаходять як максимальний нахил кривої від часу надходження контрасту до часу максимального підсилення та від часу максимального підсилення до моменту початку рециркуляції відповідно. Площа під кривою визначається на проміжку першого проходу контрасту, тобто від моменту часу надходження контрасту до моменту часу початку рециркуляції. Середній час проходження контрасту визначається як координата центра ваги фігури між кривою та лінією початкового значення сигналу, що також обмежена проміжком першого проходу контрасту.

Відсутність стандартизації обумовила наявність широкого спектра алгоритмів у розрахунках зведених параметрів як для КТ, так і для МРТ досліджень. Кожна програмна реалізація для розрахунків перфузійних характеристик як від провідних виробників медичної

техніки, так і некомерційного походження, має свою специфіку проведення розрахунків перфузійного дослідження.

Варіації в обмеженнях зазначених вище розрахунків та різні алгоритмічні підходи до визначення таких характеристик як площа або центр ваги фігури, що задана дискретно представленими кривими, обумовлюють можливу різницю в точності отримуваних результатів. Більш детальний опис можливих обмежень, що визначають умови знаходження параметрів зведеного оцінювання перфузії, та різні підходи в програмно-алгоритмічних реалізаціях проведення розрахунків були розглянуті в попередніх дослідженнях [8, 9].

Через складну схему врахування значень вже розрахованих параметрів загальної перфузії для знаходження інших відбувається накопичення помилки розрахунків, а отже збільшується і відхилення від дійсних значень перфузії.

Проведений аналіз впливу вже розрахованих параметрів на результати отримуваних значень інших параметрів дозволив формалізувати схему взаємозалежності розрахунків кількісних параметрів зведеного оцінювання перфузії (рис. 2).

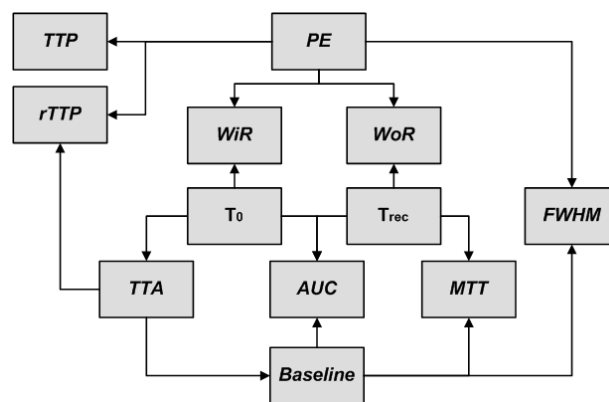


Рис. 2. Взаємозалежність розрахунків кількісних параметрів зведеного оцінювання перфузії. Стрілками вказано, на які параметри спричиняє вплив наведене значення

Найбільший вплив на розрахунки перфузійних параметрів спричиняє точність визначення першого проходу контрастної речовини, а отже, знаходження значень моментів часу надходження  $t_0$  та часу початку рециркуляції  $t_{rec}$  контрасту. Саме ці два значення безпосередньо впливають на точність визначення таких важливих в оцінюванні перфузії параметрів, як площа під кривою та середній час проходження. Різні підходи до визначення проміжку часу, що відповідає першому проходу контрастної речовини, було досліджено на рахунок їх впливу на результати розрахунків фізіологічних параметрів гемодинаміки [10, 11] без розгляду загального оцінювання перфузії.

## 5. Експериментальні дані оцінки точності розрахунків кількісних параметрів зведеного оцінювання перфузії

В дослідженні було проведено оцінку точності знаходження кількісних параметрів зведеного оцінювання перфузії за різними підходами в програмно-алгоритмічних реалізаціях проведення розрахунків.

Вихідними даними для розрахунку загальних параметрів в проведеному дослідженні були зображення фантомів [5], в яких зміна величини часового сигналу відбувається в такий чин, що розраховані параметри гемодинаміки мають відповідати контрольним значенням. В матрицях фантомних зображень розподілено 7 контрольних значень часу проходження крові (3.4, 4.0, 4.8, 6.0, 8.0, 12.0 та 24.0 секунд) для 7 варіантів затримки надходження контрасту (0.0, 0.5, 1.0, 1.5, 2.0, 2.5 та 3.0 секунд), а самі фантими складаються з набору зображень із різними 5 контрольними значеннями церебрального об'єму крові (1.0, 2.0, 3.0, 4.0 та 5.0 мілілітрів на 100 грамів досліджуваних тканин) для 3 типів (лінійної, експоненційної та поліноміальної із формою квадрата) імпульс-функції залишку, яка характеризує кількість залишеного в тканинах контрасту з плином часу. В такий чин, в дослідженні було проаналізовано 735 варіантів час-концентрація кривих. Значення просторового сигналу фантомів штучно спотворені гаусівським шумом із досягненням співвідношення сигнал/шум 5.0 та 40.0 для даних КТ та МРТ фантомів відповідно.

Площа під кривою та середній час проходження контрасту зведеного оцінювання перфузії мали кількісно відповідати основним параметрам гемодинаміки, що характеризують судинне русло та кровотік досліджуваних тканин фантомів. Для розрахунку площі під час-концентрація кривою в дослідженні проведено розрахунки взяття інтегралу методом прямокутників ( $AUC_{rect}$ ), методом трапецій ( $AUC_{trap}$ ), комбінованим методом із знаходженням зваженої суми інтеграторів за методами прямокутників та трапецій ( $AUC_{comb}$ ), методом параболічної апроксимації ( $AUC_{par}$ ). Через складність реалізації розрахунку середнього часу проходження контрасту як визначення центра ваги в дослідженні було реалізовано найпростіший підхід через розбиття полігона на трикутники з подальшим розрахунком центра ваги системи знайдених трикутників ( $MTT_{pol}$ ). Серед параметрів, що впливають на розрахунки значень площі під кривою та середнього часу проходження, в дослідженні додатково було розглянуто визначення першого проходу контрастної речовини. Для визначення моменту часу надходження контрасту  $t_0$  були розглянуті обмеження, за яких умовами знаходження стали значення зміни величини сигналу на рівні 10, 15, 20, 25 та 30 % від розмаху сигналу, а для визначення моменту часу початку рециркуляції  $t_{rec}$  контрасту – третій момент часу після значення максимального підсилення, момент часу на рівні 50 % повної амплітуди сигналу та останній момент часу спадання сигналу після досягнення максимального підсилення. За браком даних фантомів щодо контрольних значень

зведеного оцінювання перфузії та через неможливість встановлення відповідності до наявних значень аналіз інших параметрів не проводився.

Для оцінки точності було проведено кореляційний аналіз залежності між цими випадковими величинами та лінійний регресійний аналіз зв'язку між ними.

При проведенні кореляційного аналізу залежності розрахованих за різними підходами значень площі під кривою та середнього часу проходження контрасту від контрольних значень фантомних КТ зображень розподілення кореляції мало характер, наведений в табл. 1, а від контрольних значень фантомних МРТ зображень – характер, наведений в табл. 2. Оцінка значимості коефіцієнтів кореляції за двостороннім варіантом критерію Пірсона з критичним рівнем значимості 0,01 показала, що статистично значимі зв'язки утворюються в усіх експериментах (розмір вибірки складав 735 варіантів час-концентрація кривих).

Таблиця 1

Кореляційний аналіз залежності розрахованих значень зведених параметрів перфузії від контрольних значень фантомних КТ зображень

Момент часу надходження контрасту $t_0$ , % від розмаху сигналу	Момент часу початку рециркуляції контрасту $t_{rec}$	Значення коефіцієнта кореляції Пірсона $r_t$				
		$AUC_{rect}$	$AUC_{trap}$	$AUC_{comb}$	$AUC_{par}$	$MTT_{pol}$
10 %	третій момент часу після досягнення максимального підсилення	0.874	0.881	0.884	0.885	0.810
15 %		0.881	0.885	0.887	0.889	0.828
20 %		0.891	0.898	0.899	0.901	0.832
25 %		0.876	0.880	0.885	0.880	0.818
30 %	момент часу на рівні 50 % повної амплітуди сигналу	0.871	0.881	0.884	0.879	0.812
10 %		0.940	0.944	0.947	0.947	0.936
15 %		0.954	0.959	0.961	0.961	0.948
20 %		0.959	0.963	0.964	0.963	0.949
25 %	останній момент часу, якому відповідає спадання сигналу після досягнення PE	0.953	0.958	0.960	0.959	0.943
30 %		0.941	0.949	0.954	0.948	0.939
10 %		0.966	0.970	0.975	0.975	0.951
15 %		0.990	0.995	0.998	0.997	0.958
20 %		0.993	0.997	0.999	0.998	0.958
25 %		0.989	0.994	0.996	0.994	0.957
30 %		0.975	0.979	0.982	0.978	0.956

Для подальшого проведення лінійного регресійного аналізу було відібрано по три варіанти знаходження зведених параметрів площі під кривою та середнього часу проходження для кожного із фантомів, що показали найбільші значення коефіцієнтів кореляції. Таким чином, за результатами кореляційного аналізу було відібрано наступні умови визначення  $t_0$  та  $t_{rec}$ : 15, 20, і 25 % обмеження на розрахунок  $t_0$  за даними КТ фантома і 10, 15 і 20 % обмеження на розрахунок  $t_0$  за даними МРТ фантома із визначенням в усіх експериментах  $t_{rec}$  як останнього моменту часу, якому відповідає значення спадання сигналу після досягнення максимального підсилення. Через швидкість у проведенні розрахунків та кращі показники кореляції знаходження значення площі під кривою для лінійного регресійного аналізу було зведено до розрахунків лише комбінованим методом із знаходженням зваженої суми інтеграторів за методами прямокутників та трапецій ( $AUC_{comb}$ ).



Таблиця 2

Кореляційний аналіз залежності розрахованих значень зведених параметрів перфузії від контрольних значень фантомних МРТ зображень

Момент часу надходження контрасту $t_0$ , % від розмаху сигналу	Момент часу початку рециркуляції контрасту $t_{rec}$	Значення коефіцієнта кореляції Пірсона $r_r$ ( $n=735$ ) для зведених параметрів перфузії				
		$AUC_{rect}$	$AUC_{trap}$	$AUC_{comb}$	$AUC_{par}$	$MTT_{pol}$
10 %	третій момент часу після досягнення максимального підсилення	0.883	0.887	0.890	0.886	0.848
15 %		0.884	0.890	0.892	0.889	0.861
20 %		0.884	0.888	0.888	0.889	0.852
25 %		0.876	0.878	0.880	0.878	0.813
30 %	момент часу на рівні 50 % повної амплітуди сигналу	0.871	0.874	0.883	0.875	0.798
10 %		0.965	0.973	0.979	0.972	0.924
15 %		0.969	0.977	0.980	0.976	0.928
20 %		0.965	0.969	0.973	0.969	0.921
25 %		0.960	0.967	0.970	0.968	0.913
30 %		0.956	0.959	0.969	0.960	0.908
10 %	останній момент часу, якому відповідає спадання сигналу після досягнення РЕ	0.969	0.977	0.985	0.977	0.949
15 %		0.974	0.979	0.989	0.979	0.960
20 %		0.968	0.977	0.988	0.978	0.947
25 %		0.964	0.974	0.984	0.975	0.931
30 %		0.963	0.975	0.986	0.976	0.918

Результати лінійного регресійного аналізу за даними КТ фантома наведені в табл. 3, а за даними МРТ фантома – в табл. 4.

Таблиця 3

Лінійний регресійний аналіз зв'язку між розрахованими значеннями зведених параметрів перфузії та контрольними значеннями фантомних КТ-зображень

Зведений параметр перфузії	Момент часу надходження контрасту $t_0$ , % від розмаху сигналу	Рівняння лінійної регресії для зведених параметрів перфузії (95 % ДІ)	
		коефіцієнт регресії	вільний член рівняння
$AUC_{comb}$	15 %	0.685 (0.650, 0.720)	0.399 (0.276, 0.522)
	20 %	0.702 (0.682, 0.722)	0.356 (0.285, 0.427)
	25 %	0.648 (0.601, 0.695)	0.619 (0.354, 0.884)
$MTT_{pol}$	15 %	0.601 (0.572, 0.630)	3.911 (2.924, 4.898)
	20 %	0.636 (0.609, 0.663)	3.812 (2.995, 4.629)
	25 %	0.594 (0.549, 0.639)	4.293 (2.597, 5.989)

Таблиця 4

Лінійний регресійний аналіз зв'язку між розрахованими значеннями зведених параметрів перфузії та контрольними значеннями фантомних МРТ-зображень

Зведений параметр перфузії	Момент часу надходження контрасту $t_0$ , % від розмаху сигналу	Рівняння лінійної регресії для зведених параметрів перфузії	
		коефіцієнт регресії	вільний член рівняння
$AUC_{comb}$	10 %	0.492 (0.447, 0.537)	0.722 (0.516, 0.928)
	15 %	0.530 (0.518, 0.542)	0.475 (0.386, 0.564)
	20 %	0.487 (0.445, 0.529)	0.643 (0.467, 0.819)
$MTT_{pol}$	10 %	0.812 (0.717, 0.907)	3.015 (2.150, 3.880)
	15 %	0.873 (0.837, 0.909)	2.591 (2.040, 3.142)
	20 %	0.841 (0.759, 0.923)	2.864 (2.112, 3.616)

Проведений аналіз отриманих в результаті дослідження даних та їх порівняння із результатами оцінки

точності розрахунків фізіологічних параметрів гемодинаміки [6] свідчать про можливість використання параметрів зведеного оцінювання перфузії на одному рівні з фізіологічними.

## 6. Формалізація алгоритму проведення кількісних розрахунків зведеного оцінювання перфузії

За результатами оцінки точності знаходження кількісних параметрів зведеного оцінювання перфузії формалізовано алгоритм реалізації розрахунків для досягнення максимальної точності у значеннях отримуваних параметрів.

Загальний опис алгоритму проведення кількісних розрахунків зведеного оцінювання перфузії схематично зображено на рис. 3 у вигляді діаграми діяльності в нотатції UML.

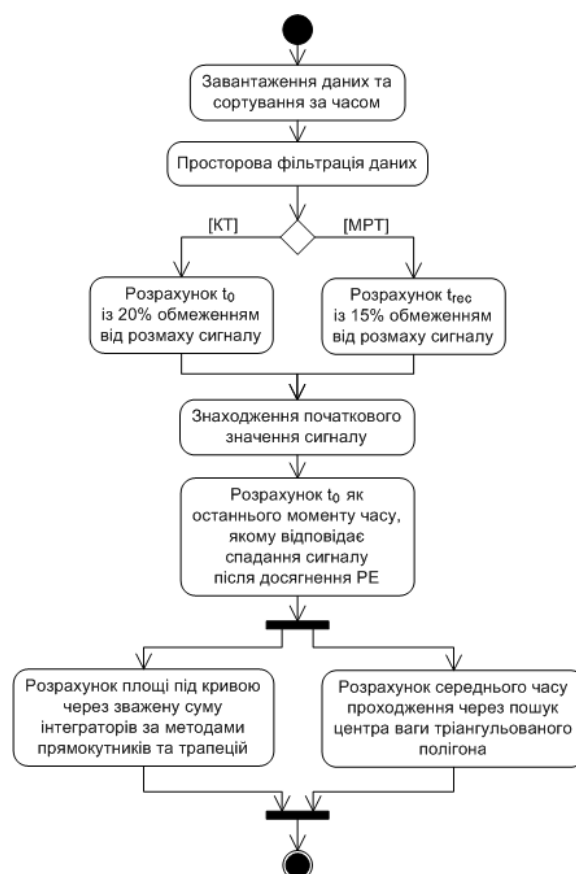


Рис. 3. Алгоритм проведення кількісних розрахунків зведеного оцінювання перфузії. Діаграма діяльності в нотатції UML

На першому етапі проводиться завантаження даних, сортування зображень за часом та просторова фільтрація з метою усунення шумів. Другий етап включає визначення моменту часу надходження контрасту  $t_0$  із

обмеженням в зміні величини сигналу як 20 % та 15 % від розмаху сигналу для КТ та МРТ зображень відповідно. За даними всіх зображень від початку дослідження до часу, що відповідає знайденому значенню  $t_0$ , усередненням розраховується початкове значення сигналу для кожного пікселя зрізу. На наступному етапі проводиться визначення моменту часу початку рециркуляції  $t_{rec}$  контрасту як останнього моменту часу спадання сигналу після досягнення максимального підсилення. Останній етап включає розрахунок значення площі під кривою комбінованим методом із знаходженням зваженої суми інтеграторів за методами прямокутників та трапецій та значення середнього часу проходження контрасту як центра ваги через розбиття полігона на трикутники з подальшим розрахунком центра ваги системи знайдених трикутників. За необхідності розрахунки останнього етапу можуть бути виконані із використанням підходів розпаралелювання обчислень.

## 7. Висновки

У результаті виконаних досліджень подальший розвиток отримала теорія зведеного оцінювання перфузії. Найбільш суттєві результати полягають в наступному:

1. Проведено порівняльний аналіз існуючих програмно-алгоритмічних підходів до розрахунку кількісних параметрів зведеного оцінювання перфузії, на основі якого були визначені не тільки варіації щодо реалізації проведення розрахунків засобами обчислювальної техніки, але й обмеження, що визначають умови знаходження шуканих параметрів. Досліджено схему взаємозалежності розрахунків кількісних параметрів зведеного

оцінювання перфузії, що надало можливість визначити алгоритмічну послідовність для проведення розрахунків із усуненням зайвих залежностей між параметрами.

2. Проведено оцінку точності розрахунків таких кількісних параметрів зведеного оцінювання перфузії як площа під кривою та середній час проходження контрасту, що характеризують судинне русло та кровотік досліджуваних тканин. Для оцінки точності використано контрольні значення відповідних параметрів гемодинаміки від фантомних зображень. Отримані результати свідчать про можливість використання параметрів зведеного оцінювання перфузії на одному рівні з відповідними параметрами гемодинаміки.

3. За результатами кореляційного та лінійного регресійного аналізів знайдені умови визначення шуканих параметрів та програмно-алгоритмічні реалізації проведення розрахунків для досягнення максимальної точності у значеннях отримуваних параметрів за даними як комп'ютерної, так і магнітно-резонансної томографії. Це надало можливість отримати формалізований опис алгоритму проведення кількісних розрахунків зведеного оцінювання перфузії для досягнення максимальної точності у значеннях отримуваних параметрів. Для всіх проаналізованих параметрів за формалізованим алгоритмом була отримана добра кореляція ( $r_t > 0.9$ ), а дані лінійного регресійного аналізу мали таку саму тенденцію, що й для розрахунку перфузійних характеристик на основі фізіологічних моделей. В такий чин було показано можливість використання параметрів зведеного оцінювання перфузії на одному рівні з характеристиками, що отримують на основі фізіологічних моделей та інтерпольованих кривих залежності концентрації контрастної речовини від часу.

## Література

1. Fieselmann, A. Deconvolution-Based CT and MR Brain Perfusion Measurement: Theoretical Model Revisited and Practical Implementation Details [Text] / A. Fieselmann, M. Kowarschik, A. Ganguly, J. Hornegger, R. Fahrig // International Journal of Biomedical Imaging. – 2011. – Vol. 2011. – P. 20. doi: 10.1155/2011/467563
2. Jahng, G.-H. Perfusion Magnetic Resonance Imaging: A Comprehensive Update on Principles and Techniques [Text] / G.-H. Jahng, K.-L. Li, L. Ostergaard, F. Calamante // Korean Journal of Radiology. – 2014. – Vol. 15, Issue 5. – P. 554–577. doi: 10.3348/kjr.2014.15.5.554
3. Willats, L. The 39 steps: evading error and deciphering the secrets for accurate dynamic susceptibility contrast MRI [Text] / L. Willats, F. Calamante // NMR Biomedicine. – 2013. – Vol. 26, Issue 8. – P. 913–931. doi: 10.1002/nbm.2833
4. Nagata, K. Functional image of dynamic computed tomography for the evaluation of cerebral hemodynamics [Text] / K. Nagata, T. Asano // Stroke. – 1990. – Vol. 21, Issue 6. – P. 882–889. doi: 10.1161/01.STR.21.6.882
5. Bjørnerud, A. A fully automated method for quantitative cerebral hemodynamic analysis using DSC-MRI [Text] / A. Bjørnerud, K. E. Emblem // Journal of Cerebral Blood Flow and Metabolism. – 2010. – Vol. 30, Issue 5. – P. 1066–1078. doi: 10.1038/jcbfm.2010.4
6. Kudo, K. Accuracy and Reliability Assessment of CT and MR Perfusion Analysis Software Using a Digital Phantom [Text] / K. Kudo, S. Christensen, M. Sasaki, L. Østergaard et al. // Radiology. – 2013. – Vol. 267, Issue 1. – P. 201–211. doi: 10.1148/radiol.12112618
7. Kudo, K. Susceptibility of T<sub>max</sub> to tracer delay on perfusion analysis: quantitative evaluation of various deconvolution algorithms using digital phantoms [Text] / K. Kudo, M. Sasaki, L. Østergaard, S. Christensen et al. // Journal of Cerebral Blood Flow and Metabolism. – 2011. – Vol. 31, Issue 3. – P. 908–912. doi: 10.1038/jcbfm.2010.169
8. Алхімова, С. М. Інформативність кривих залежності концентрації контрастної речовини від часу в перфузійній томографії [Текст]: сб. науч. тр. по материалам междунар. науч.-практ. конф. / С. М. Алхімова, О. К. Иванов // Современные проблемы и пути их решения в науке, транспорте, производстве и образовании '2014. – Одесса, 2014. – Вып. 2, Т. 7. – С. 90–92.
9. Алхімова, С. М. Визначення першого проходу контрастної речовини за даними динамічної контрастної магнітно-резонансної томографії [Текст]: сб. науч. тр. по материалам междунар. науч.-практ. конф. / С. М. Алхімова, В. С. Железна // Современные направления теоретических и прикладных исследований '2015. – Одесса, 2015. – Вып. 1, Т. 5. – С. 4–7.
10. Gall, P. Extraction of the first bolus passage in dynamic susceptibility contrast perfusion measurements [Text] / P. Gall, I. Mader, V. G. Kiselev // Magnetic Resonance Materials in Physics, Biology and Medicine. – 2009. – Vol. 22, Issue 4. – P. 241–249. doi: 10.1007/s10334-009-0170-6
11. Patil, V. An improved model for describing the contrast bolus in perfusion MRI [Text] / V. Patil, G. Johnson // Medical Physics. – 2011. – Vol. 38, Issue 12. – P. 6380–6383. doi: 10.1118/1.3658570